

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**

⑨日本国特許庁
公開特許公報

⑩特許出願公開
昭52—146987

⑤Int. Cl.²
A 61 B 5/02 //
G 01 P 3/66

識別記号

⑥日本分類
94 A 154
111 A 11

庁内整理番号
6653—54
6752—24

④公開 昭和52年(1977)12月7日

発明の数 1
審査請求 未請求

(全 3 頁)

⑭デジタル式脈波伝播速度計

⑮特 願 昭51—63716

⑯出 願 昭51(1976)6月1日

⑰発明者 牛山喜久
松本市大字笹部801番地
同 工藤道夫
長野市箱清水2248

⑱発明者 林部林平
長野市若里1699—2

⑲出願人 牛山喜久
松本市大字笹部801番地
同 工藤道夫
長野市箱清水2248
同 林部林平
長野市若里1699—2

明細書の序言(内容に変更なし)

明 細 書

1. 発明の名称

デジタル式脈波伝播速度計

2. 特許請求の範囲

被検者体表上血管走行上において心臓部および末梢部に適当な動脈圧脈波の2個位を測定し、心臓部を基準として上記2点間の動脈波伝播時間の割合を求め、次にその血管上に第3の点を設定し、これより前記2点間の血管長を体表上から測定し、それ等の距離差を求め、これらから $\Delta t / \Delta x$ を計算すれば、各測定部位と動脈波伝播初期部(心臓)との実長が測定できない場合でも動脈波の伝播速度が計測できる。動脈波伝播初期の波形初期、伝播時間 Δt の算出と平均化、初期部などは、1/2分割要素を用いて小断化する。水晶発振器よりの極めて安定なクローバハルスをカウンタで計数することにより、求める伝播速度を正確にデジタル表示しつづけることができる。

3. 発明の非難を説明

第1図(a)のX、Y点はそれぞれ左足動脈上と右足動脈上の脈波測定点を、O点は動脈波の分岐部を示す。O X、O Y間の長さを体表上より測定したものを x 、 y と置く。同図(b)は、X、Y点より得られる動脈波、および後背動脈波は x 、 y を求め、基準となる心臓部からの計測時間を t_0 と t_1 と置き、上述動脈波伝播速度は次式であらえらる。

$$v = \frac{\Delta x}{\Delta t} \quad (\text{m/sec})$$

(ただし、 $\Delta x = x - t_0 \cdot v$ 、 $\Delta t = t_1 - t_0$) (1)

この場合(a)点と本動脈波伝播初期部の実長を測定する必要がないので、極めて有利である。すなわち、胸部の太い動脈の走行を体表上から測定することは極めて困難であり、誤差も大きい。又、この圧脈波を体表上から

容易にpick upする部位としては上述の測定部位が最も適している。以上よりこの方法が脈波伝播速度として特にすぐれた測定法であり、その測定値が常にデジタル表示できる点等は最もユニークとする点である。

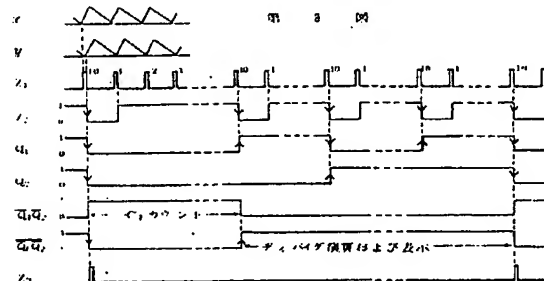
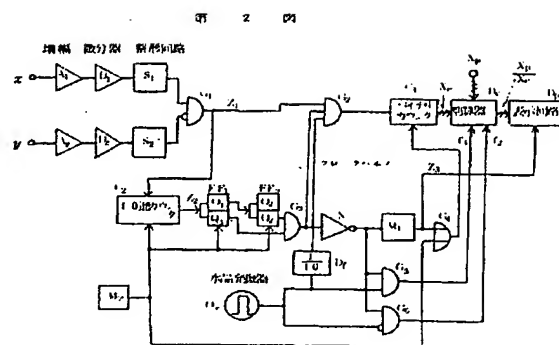
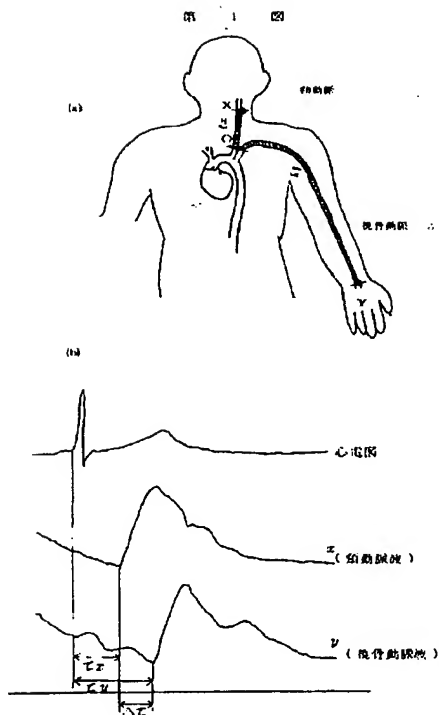
次に、第2図は半体信号 ϕ 、 ψ を電気的に処理し、(1)式の v をデジタル表示するためのブロック図で、第3図は第2図各部の信号波形である。信号 ϕ 、 ψ は増幅、微分、整形された後にインビッドゲートG₁に入り、時間差 Δt に比例したパルス幅の信号 z が得られる。

z はゲートG₂からの出力と共にバイナリカウンタC₁の制御ゲートG₃を開き、水晶発振器O₁(1MHz)の出力をD₁で $\frac{1}{10}$ に分割したクロックパルス f が供給される。一方、10進カウンタC₂は、 z のパルス幅を平均化するためのもので、その計数が10になる度の出力パルス z_1 が次のフリップフロップD₂、さらにD₃を順次トリガする。これ等の出力はゲートG₄を経て、第3図のように \bar{Q}_1 、 \bar{Q}_2 が1となる場合がカウンタC₁の計数期間となる。さらに \bar{Q}_1 、 \bar{Q}_2 は否定付論理を通過した後、ゲートG₅、G₆に加わって発振器O₂の出力を制御し、互いに逆相のクロックパルス f_1 、 f_2 を別添器D₄に供給する。一方M₁からの出力 z_2 は表示回路D₅をラッチングすると同時に、ゲートG₇を経てカウンタC₂をリセットする。デジタルICによって合成される測算値は f_1 、 f_2 の発生期間中にプリセット値 $N \cdot p$ (Δt)、カウンタC₂出力 $X \cdot q$ (Δx)に対して、デジタル出力 $\frac{X \cdot p}{X \cdot q}$ を算出する。この際、 $N \cdot p$ 、 $X \cdot q$ は $\frac{X \cdot p}{X \cdot q}$ はいずれも12ビット並列16桁で表わされ、最終的に $\frac{X \cdot p}{X \cdot q}$ は、第3図に示されるように \bar{Q}_1 、 \bar{Q}_2 が1となる期間中にD₅にデジタル表示される。M₂は手動のリセットパルス発生器であり、装置のスイッチ投入時等の異常可能状態を速やかに設定するためのものである。

4. 図面の簡単な説明

第1図は人体表上での動脈血測定部位X、Y点および左心房のO点、(b)はX、Y点より得られる脈波信号 x 、 y およびそれ等の心電図よりの時間 t を τ で τ を τ とする。第2図は脈波伝達時間をデジタル表示するための情報処理装置のブロック図であり、A₁、A₂は前置増幅器、D₁、D₂は微分器、S₁、S₂は整形回路、Q₁、Q₂はインヒビットアクト、Q₃、Q₄、Q₅は論理回路、P₁、P₂はフリップフロップ、C₁はバイナリカウンタ、C₂は10進カウンタ、C₃は水晶発振器、D₃は分周器、D₄は初相器、D₅は表示回路、M₁はセミコンダクタディスプレイ、M₂はリセットパルス発生器である。第3図は第2図の各部での信号波形であり、Z₁はA₁の出力、Z₂はA₂の出力、Q₁、Q₂はP₁、P₂の出力の否定、Z₃はラッチング用パルスである。

特許出願人 牛山 尚 久
(ほか2名)



手続補正書(方式)
昭和51年9月25日提出
昭51年9月28日

特許庁長官

印

1. 事件の表示 昭51年特許第63716号

2. 発明の名称 デジタル式解読伝送装置

3. 補正をする者

事件との関係 特許出願人

(住所(居所) 長野県松本市大字御電801番地

氏名(名称) ケン 山 本 久 (印)

4. 代理人

(住所(居所)

氏名(名称) (印)

5. 補正命令の日付 昭51年8月7日

6. 補正の対象 タイプ印字により鮮明に記録した明細書

7. 補正の内容 明細書の序言(内容に変更なし)



